

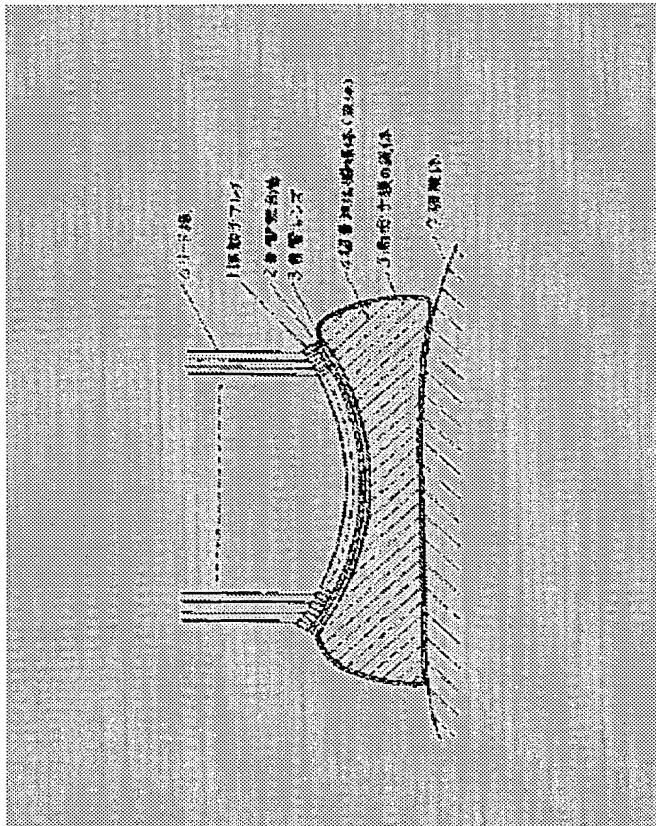
ULTRASONIC PROBE

Patent number: JP3032652
Publication date: 1991-02-13
Inventor: SAITO TAKAYOSHI; KOISHIHARA YASUSHI
Applicant: MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD
Classification:
- international: A61B8/00; G01N29/24
- european:
Application number: JP19890169291 19890629
Priority number(s): JP19890169291 19890629

[Report a data error here](#)

Abstract of JP3032652

PURPOSE: To reduce the multipath reflection caused between an ultrasonic propagation medium and a body to be examined by providing the ultrasonic propagation medium which has a value being near an acoustic impedance of the body to be examined, and also, consists of a liquid in which a temperature coefficient of a sound speed is small between an ultrasonic transmitting/receiving part and the body to be examined. **CONSTITUTION:** A bag body 5 made of polymer film in which an ultrasonic propagation medium 4 is enclosed is placed against a body 7 to be examined through an ultrasonic echo gel, etc., and by a pulse which sends out some group of a vibrator array 1 through a lead wire 6 from an ultrasonic diagnostic device body, these groups are moved little by little and scanned. In order to radiate efficiently and exactly an ultrasonic beam 8 to some position in the body 7 to be examined, it is necessary that an acoustic impedance of the ultrasonic propagation medium 4 is a value being near the body 7 to be examined, and also, a variation of a sound speed is small. When a liquid obtained by mixing about 22weight% 1,3-butanediol in a material of the ultrasonic propagation medium 4, for instance, water is used, a variation in the depth direction and the horizontal direction in the body 7 to be examined scarcely occurs, and accordingly, an exact tomography image can be displayed, and the measurement can be executed with high accuracy.



BEST AVAILABLE COPY

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

⑫ 公開特許公報 (A)

平3-32652

⑬ Int. Cl.

A 61 B 8/00
G 01 N 29/24

識別記号

502

庁内整理番号

7437-4C
6928-2G

⑭ 公開 平成3年(1991)2月13日

審査請求 未請求 請求項の数 6 (全11頁)

⑮ 発明の名称 超音波探触子

⑯ 特 願 平1-169291

⑰ 出 願 平1(1989)6月29日

⑱ 発明者 斎藤 孝悦 神奈川県川崎市多摩区東三田3丁目10番1号 松下技研株式会社内

⑲ 発明者 小石原 靖 神奈川県川崎市多摩区東三田3丁目10番1号 松下技研株式会社内

⑳ 出願人 松下電器産業株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地

㉑ 代理人 弁理士 栗野 重孝 外1名

明細書

1. 発明の名称

超音波探触子

2. 特許請求の範囲

- (1) 超音波送受波部と被検体との間に超音波伝播媒体が設けられ、この超音波伝播媒体は、音響インピーダンスが被検体に近い値を有し、かつ音速の温度係数が小さい値を有する液体からなることを特徴とする超音波探触子。
- (2) 超音波伝播媒体である液体が水と水以外の水溶性物質を混合したものである請求項1記載の超音波探触子。
- (3) 超音波伝播媒体である液体が水と脂肪族系有機物を混合したものである請求項1記載の超音波探触子。

- (4) 脂肪族系有機物が1-3ブタンジオール、エチレンクリコール、ジェチレンクリコール、ヘキシレンクリコールなどのクリコール類である請求項3記載の超音波探触子。
- (5) 超音波送受波部が被検体内の超音波断層像用

であり、超音波伝播媒体の音速の温度係数が $\pm 0.64 \text{ m/sec}/^\circ\text{C}$ 以内である請求項1ないし4のいずれかに記載の超音波探触子。

- (6) 超音波送受波部が被検体内の超音波断層像用とドップラ信号を抽出するためのドップラ用を有し、少なくとも上記ドップラ用超音波送受波部と被検体との間に超音波伝播媒体が設けられ、このドップラ用超音波送受波部側の超音波伝播媒体の音速の温度係数が $-2.9 \sim +1.3 \text{ m/sec}/^\circ\text{C}$ の範囲内である請求項1ないし4のいずれかに記載の超音波探触子。

3. 発明の詳細な説明

産業上の利用分野

本発明は、超音波の送受波に上って被検体内的検査、診断を行うための医用超音波診断装置に用いられる超音波探触子に関するものである。

従来の技術

最近、超音波の送受波を司る超音波探触子と被検体(生体)との間に、超音波伝播媒体を用いた検査、診断方式が医用超音波診断装置などの分野

特開平3-32652(2)

で盛んに利用されるようになってきた。

従来、この超音波伝播媒体を用いた超音波探触子として、例えば、特開昭68-7231号公報、あるいは特開昭61-260847号公報に記載されているような構成が知られている。

以下、図面を参照しながら従来の超音波伝播媒体を用いた超音波探触子について説明する。

第10図は従来の超音波探触子の一例を示す断面図である。第10図において、101は凸面状に配列された振動子アレイ、102は振動子アレイ101の前面に設けられた音響整合層、103は音響整合層102の前面に設けられたシリコーンゴムからなる超音波伝播媒体、104と105は振動子アレイ101と超音波診断装置本体(図示省略)を接続するリード線とケーブルである。106は被検体(生体)、107は送信超音波、108は受信超音波、109は超音波伝播媒体103の反射原点、110は振動子アレイ101の曲率中心、111は被検領域を示している。

次に、上記従来例の動作について説明する。

領域を大きくすることができる。そして、振動子アレイ101から送信される超音波107は生体106より遅い音速の超音波伝播媒体103を使用しているため偏向され、生体106内を矢印107のように進行し、生体106内で矢印108のように反射し、同一振動子アレイ101で受信される。この超音波探触子における生体106内の超音波信号の走査領域111は、点109を中心とする円弧状の領域となる。これは超音波伝播媒体103と生体106との音速の差によるものである。

この超音波伝播媒体103には、生体106の音響インピーダンス約 1.8×10^6 g/cm²sに近く、音速が生体106の音速約1540m/sより遅いシリコーンゴム(音速約1000m/s)などの材料を使用している。したがって、上記のように被検領域を拡大することができることと、生体106との接触面を平坦にできるため、密着性が良く、操作が容易であるという利点を有している。

第11図は従来の超音波探触子の他の例を示す断面図である。第11図においては、201は筐体、

超音波伝播媒体103を被検体106に当て、振動子アレイ101のある群を超音波診断装置本体からケーブル105、リード線104を通して送出したバルス、あるいはCW電圧の印加により同時に駆動し、それらの群を少しずつ移動して走査するように電子スイッチ(図示省略)により制御する。このようにして駆動された振動子アレイ101から放射される超音波は音響整合層102、超音波伝播媒体103を通じて被検体106に伝搬される。被検体106内で反射された超音波は、超音波伝播媒体103、音響整合層102を通じて振動子アレイ101により受波されて電気信号として取り出され、リード線104、ケーブル105を通して超音波診断装置本体に送られて信号処理されることにより、表示装置に超音波断層像として表示される。ここで、振動子アレイ101と音響整合層102の前面に設けられた超音波伝播媒体103は、凸面状に配列された振動子アレイ101を被検体、例えば生体106に平面接触可能と共に、超音波の走査角の拡大、すなわち、被検体

202は筐体201内の前面側に配置された超音波断層像用振動子アレイであり、多數の細長い板状の振動子エレメントが直線上に配列されている。203は超音波断層像用振動子アレイ202の前面に設けられた音響整合層、204は音響整合層203の前面に設けられた音響レンズ、205は超音波断層像用振動子アレイ202の背面に設けられた背面負荷材、206は超音波断層像用振動子アレイ202に接続されたリード線、207は筐体201内の前面側で超音波断層像用振動子アレイ202に隣接して設けられた小型の筐体、208は筐体207内で凸面状に配列されたドップラ用振動子アレイであり、その超音波送受波面が超音波断層像用振動子アレイ202の超音波送受波面に対し、鋭角となるように傾斜されている。209はドップラ用振動子アレイ208の前面に封入されたシリコーンオイルなどからなる超音波伝播媒体、210はドップラ用振動子アレイ208の背面に設けられた背面負荷材、211はドップラ用振動子アレイ208に接続されたリード線である。212

特開平3-32652(3)

は被検体（生体）である。

次に、上記従来例の動作について説明する。

超音波断層像用振動子アレイ 203 領では、上記従来例と同様に超音波の送受波を行うことにより超音波断層像を得ることができる。一方、ドップラ用振動子アレイ 208 領では、超音波診断装置本体からリード線 211 を通して送られてきたパルス、あるいは CW 電圧が印加されることにより、超音波を発生し、この超音波は超音波伝搬媒体 209 を通り、生体 212 内に伝搬される。生体 212 内で反射された超音波は、超音波伝搬媒体 209 を通ってドップラ用振動子アレイ 208 により受波されて電気信号として取り出され、リード線 211 を通して超音波診断装置本体に送られて信号処理されることにより、血流による超音波ドップラ信号の抽出が行われる。このとき、ドップラ用振動子アレイ 208 は上記のように超音波断層像の断面内の血流による超音波ドップラ信号を抽出するためのものであり、超音波ビームの方向は送受波に因与する各振動子エレメントを選択す

化すると仮定すると、シリコーンゴムの音速は、 $1000 \sim 940 \text{ m/sec}$ まで変化する。したがって、温度が変化することにより、超音波ビームの放射方向も変化していく。このため、断層像に歪みが生じ、精度の良い断層像が得られないと共に、断層像における長さや面積などの計測の精度も低下するなどの課題を有している。

一方、後者の構成では、ドップラ用振動子アレイ 208 の前面に超音波伝搬媒体 209 として封入しているシリコーンオイルの音速は約 1260 m/sec (20°C) であり、温度係数は約 $-3 \sim -3.8 \text{ m/sec}/\text{°C}$ の値を有しており、上記従来例と同様に温度の変化により音速が変化して超音波ビームの方向が変化する。このため、超音波ビームの方向、すなわち角度が変化することになり、表示している断層像の血管内に入射する超音波ビームの角度も変化し、正確な位置に設定して測定することができなくなる。したがって、ドップラ信号を精度よく受信することができなくなり、血流速の測定の誤差が大きくなるなどの課題を有している。

ことにより任意の傾斜角度に変えることができる。

このように超音波断層像用振動子アレイ 202 とドップラ用振動子アレイ 208 が一体に設けられた超音波探触子を用いることにより、両者を片手で操作することができ、取扱いが容易であり、しかも、両振動子アレイ 202、208 が上記のような位置関係に配置されているので、ドップラ用振動子アレイ 208 によって血流による超音波ドップラ信号を確実に抽出することができるなどの利点を有している。

発明が解決しようとする課題

しかしながら、上記従来例の内、前者の構成では、超音波伝搬媒体 103 として用いているシリコーンゴムの音速の温度係数が約 $-3 \text{ m/sec}/\text{°C}$ の値を有しており、このシリコーンゴムは、生体 106 と接触させて使用した場合、接触直後と、ある程度時間が経過した後では、シリコーンゴム自身の温度が変化するため、音速も温度に対応して変化していく。例えば、温度が $20 \sim 40^\circ\text{C}$ 变

本発明は、以上のような従来技術の課題を解決するもので、超音波伝搬媒体と被検体との間での多重反射を小さくすることができ、また、温度の変化に対し、超音波ビームの放射方向が変化するのを防止することができ、したがって、超音波断層像用超音波送受波部においては、断層像の歪みをなくし、正確に断層像を表示し、断層像の長さ、面積などを精度よく計測することができ、また、ドップラ用超音波送受波部においては、断層像内の正確な位置で測定し、精度の高いドップラ信号を抽出することができるようとした超音波探触子を提供することを目的とするものである。

課題を解決するための手段

上記目的を達成するための本発明の技術的解決手段は、超音波送受波部と被検体との間に被検体の音響インピーダンスに近い値を有し、かつ音速の温度係数が小さい液体からなる超音波伝搬媒体を設けたものである。

そして、上記超音波伝搬媒体である液体が水と水以外の水溶性物質を混合したものであり、また

は、水と脂肪族系有機物を混合したものであり、この脂肪族系有機物として、1-3ブタンジオール、エチレングリコール、ジエチレングリコール、ヘキシレンタリコールなどのグリコール類を用いることができる。

また、上記超音波送受波部が被検体内的超音波断層像用であり、超音波伝播媒体の音速の温度係数が±0.04 m/sec/°C以内であり、また、超音波送受波部が被検体内的超音波断層像用とドップラ信号を抽出するためのドップラ用を有し、少なくとも上記ドップラ用超音波送受波部と被検体との間に超音波伝播媒体を設け、このドップラ用超音波送受波部側の超音波伝播媒体の音速の温度係数が-2.3~+1.3 m/sec/°Cの範囲内であるのが好ましい。

作用

本発明は、上記のように超音波送受波部と被検体との間に設けた超音波伝播媒体に音響インピーダンスが被検体に近い値を有し、かつ音速の温度係数が小さい値を有する液体を用いているので、

いる。この高分子膜はブタジエンゴム、シリコーンゴムなどの合成ゴム、天然ゴム、ポリエチレン、エチレン、酢酸ビニル共重合体(EVA)など、被検体Aの音響インピーダンスに近い値を有する材料により形成されている。1は振動子アレイ1と超音波診断装置本体(図示省略)を接続するリード線である。なお、振動子アレイ1の背面には必要に応じて背面負荷材が設けられる。

以上の構成において、以下、その動作について説明する。

超音波伝播媒体4を封入した高分子膜製の袋体5を超音波エコーダル等を介して被検体Aに当て、通常のリニア電子走査線と同様に振動子アレイ1のある部を超音波診断装置本体からケーブル(図示省略)、リード線6を通して送出したバルス、あるいは0V電圧の印加により同時に駆動し、それらの音を少しずつ移動して走査するように電子スイッチャ(図示省略)により制御する。このようにして駆動された振動子アレイ1から放射される超音波は音響整合層2、音響レンズ3、超音波伝

播媒体4を介して被検体Aに伝播される。被検体A内で反射された反射波は、超音波伝播媒体4、音響レンズ3、音響整合層2を通じて振動子アレイ1により受波されて電気信号として取り出され、リード線6、ケーブルを介して超音波診断装置本体に送られて信号処理され、表示装置に超音波断層像として表示される。

実施例

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について説明する。

まず、本発明の第1の実施例について説明する。

第1図は本発明の第1の実施例における超音波探触子を示す断面図である。第1図において、1は凸面状に配列され、超音波を送受波する振動子アレイ、2は振動子アレイ1の前面に設けられ、超音波を効率よく伝達する音響整合層であり、单層、あるいは複層に構成されている。3は音響整合層2の前面に設けられ、音波を集束する音響レンズであり、シリコーンゴムなどから形成されている。4は音響レンズ3の前面に設けられた超音波伝播媒体であり、この超音波伝播媒体4は液体、例えば水と水以外の水溶性物質を混合した液体が用いられ、高分子膜からなる袋体5に封入されて

いる。この高分子膜はブタジエンゴム、シリコーンゴムなどの合成ゴム、天然ゴム、ポリエチレン、エチレン、酢酸ビニル共重合体(EVA)など、被検体Aの音響インピーダンスに近い値を有する材料により形成されている。5は振動子アレイ1と超音波診断装置本体(図示省略)を接続するリード線である。なお、振動子アレイ1の背面には必要に応じて背面負荷材が設けられる。

上記超音波伝播媒体4である水と水以外の水溶性物質を混合した液体として、水に1-3ブタンジオールを重量比で22%混合した場合、この液体の音響インピーダンスは1.63 MRayls、音速は20°Cで1629 m/secであり、被検体Aの音響インピーダンス値1.54~1.66 MRaylsとはほぼ同じ値となる。また、診断するときの環境条件を20~40°Cとして考慮した場合の音速の温度係数△v/△Tは-0.13 m/sec/°Cとなり、温度による音速の変化は、従来のシリコーンゴムの-3 m/sec/°Cと比べても極めて小さい値となっている。第2図は水と1-3ブタンジオールの混合比を変えたときの温度による音速の変化を示している。

特開平3-32652(5)

第2図から明らかのように水と1-3ブタンジオールの混合比がある値で音速の変化が小さくなることを確認することができる。また、第3図は水と1-3ブタンジオールの混合比と音速の温度係数の関係を示したものであり、1-3ブタンジオールを約22重量%混合した場合には音速の温度係数が $0\text{ m/sec}/\text{℃}$ に近い値(実測では $-0.19\text{ m/sec}/\text{℃}$)となっていることがわかる。

第4図は音速の変化に対する超音波ビームの進行方向の変化を説明するための図である。第4図に示すように振動子アレイ1が法線に対し、ある角度 θ_1 で超音波ビームaを放射すると、この超音波ビームaは上記のように超音波伝播媒体4、高分子膜からなる液体b等を通して被検体7に放射される。したがって被検体7に入射する角度 θ_2 は次の(1)式のようになる。

$$\sin \theta_2 = \sin^{-1} (\nu_2 \cdot \sin \theta_1 / \nu_1) \quad \dots \dots (1)$$

ここでは高分子膜は薄いため、これをほとんど無視することができる。すなわち、超音波ビームbの方向は超音波伝播媒体4と被検体7の音速に

て使用した場合、C=100mmの深さで20~40℃の温度変化に対してCは7.8mm(D=60mmの場合)、Dは21.75mm(C=100mmの場合)となり(ここで、A=10mm、 $\theta_1=30^\circ$ としている)、極めて大きな誤差となって断層像が表示されることになる。したがって、断層像に歪みが生じて正確な診断ができなくなる。一方、本実施例の超音波伝播媒体4の材料、例えば水に1-3ブタンジオールを約22重量%混合した液体を用いた場合には、 θ_1 の角度 30° から超音波ビームbを放射し、20~40℃の温度変化があった場合、被検体7内の深さ100mmにおける深さ方向の変化△Dと横方向の変化△Dは、それぞれ0.21mm(0.21%)と0.11mm(0.11%)となり、ほとんど変化しないことになる。したがって、正確な断層像を表示することができ、精度のよい計測を行うことができる。また、第2図、第3図から明らかのように水と1-3ブタンジオールを混合した液体の音速の温度係数が $\pm 0.84\text{ m/sec}/\text{℃}$ 以内である混合比率は、15~29重量%の範囲であり、こ

よって決まることになる。ここで、超音波伝播媒体4と被検体7の境界からある深さPまでをCとし、振動子アレイ1から被検体7内のある深さPにおける横方向の距離をDとすると、CおよびDは次の(2)、(3)式のようになる。

$$D = (D - A \cdot \tan \theta_1) / \tan \theta_2 \quad \dots \dots (2)$$

$$D = A \cdot \tan \theta_1 + C \cdot \tan \theta_2 \quad \dots \dots (3)$$

以上より被検体7内のある位置に超音波ビームbを効率よく正確に放射するためには、超音波伝播媒体4の音響インピーダンスが被検体7に近い値であり、かつ音速の変化が小さいことが必要であることがわかる。例えば、温度が20~40℃変化する場合、100mmの深さにおいてC、Dが1mm以内、すなわちプラスマイナス1%以内の精度に断層像を表示するとすれば、超音波伝播媒体4の音速の温度係数は約プラスマイナス $0.84\text{ m/sec}/\text{℃}$ 以内の特性を有したものが必要となる。

従来例のシリコーンゴム(音速は20℃で約 1030 m/sec)の温度係数は、 $-3.5\text{ m/sec}/\text{℃}$ の値を有しており、これを超音波伝播媒体4とし

の範囲内で、しかも、音響インピーダンスが被検体に近い値を有する液体を超音波伝播媒体4として用いると、上記のように温度変化しても、超音波ビームbの放射方向が変化するのを防止することができると共に、超音波伝播媒体4と被検体7との間での多重反射を小さくすることができ、したがって、断層像の精度を $\pm 1\%$ 以内にすることができる、正確な断層像の表示が可能となると共に、精度のよい計測も可能となり、正確に診断することができるようになる。

なお、上記実施例では、超音波伝播媒体4として、水と1-3ブタンジオールを混合した液体について説明したが、この外、第6図からも明らかのように、水と脂肪族系有機物、例えば、エチレンクリコール(1)、ジエチレンクリコール(4)、ヘキシレンクリコール(4)などのクリコール類であっても良い。また、水の音速の温度係数は、唯一プラスの値を有しており、他のほとんどの物質はマイナスの傾向になっている。したがって、水と水以外の水溶性物質を混合させることにより、ある混

特開平3-32652(6)

合比で音速の温度係数が小さくなるところを見い出すことができる。水と混合させるのは水溶性のあるものであればいかなる物質でも良いが、音響インピーダンスが被検体アに近い値であることおよび被検体アに対して無害であることが必要であることから、これらの条件を満たす水との混合液体であればいかなる物質でも良い。

なお、上記実施例にあっては、扇形状に走査する一方として振動子アレイ1を凸面状にしたいわゆるコンベックス型に構成した場合について説明したが、この外、メカニカルに扇形状に走査するいわゆるメカニカルセクタ型および電子セクタ型探触子などに構成し、上記のような超音波伝搬媒体4を用いても同様の効果が得られることは明らかである。特に、メカニカルセクタ型の超音波探触子の場合には、θ₁が45度(走査角90度)前後が一般的であり、超音波伝搬媒体として、従来のシリコーンゴムや第50回日本超音波医学会講演論文集 Vol.14, P326, 1987年に開示されている水(音速の温度係数は20~40℃で

動子アレイ12に接続されたリード線、17は筐体11内の前面側で超音波断層像用振動子アレイ12に接続して設けられた小型の筐体、18は筐体17内で凸面状に配列されたドップラ用振動子アレイであり、上記超音波断層像用アレイ12で得た超音波断層像の断面内の血流による超音波ドップラ信号を抽出することができるようその超音波ビームの放射方向は、送受波に因与する各振動子エレメントを選択するとにより任意の傾斜角度に変えることができるようになっている。このドップラ用振動子アレイ18の前面には、音響インピーダンスが被検体アに近い値を有するポリメチルペンテン(TPX)、ポリエチレンなどの高分子材料からなる筐体17の一部、あるいは高分子膜が設けられ(図示例では筐体17の一部)、ドップラ用振動子アレイ18の前面で超音波伝搬媒体19が封入されている。この超音波伝搬媒体19は音響インピーダンスが被検体アに近い値を有し、かつ音速の温度係数が小さい値を有する液体、例えば水と他の水溶性物質の混合した液体か

+2.93 m/sec/°C)を用いると、△C、△Dの変化が大きくなり、誤差が大きくなる。したがって、メカニカルセクタ型の超音波探触子に上記超音波伝搬媒体4を用いると、その効果が発揮できるることは明らかである。

次に、本発明の第2の実施例について説明する。

第6図は本発明の第2の実施例における超音波探触子を示す断面図である。本実施例においては、超音波断層像用振動子アレイとドップラ用振動子アレイが配置されている。第6図において、11は筐体、12は筐体11の前面側に配置され、被検体(生体)ア内の超音波断層像を得るために超音波断層像用振動子アレイであり、多数の細長い板状の振動子エレメントが直線状に配列されている。13は超音波断層像用振動子アレイ12の前面に設けられた一層以上の音響整合層、14は音響整合層13の前面に設けられ、超音波を集束するためのシリコーンゴムなどからなる音響レンズ、15は超音波断層像用振動子アレイ12の背面に設けられた背面負荷材、16は超音波断層像用振

らなる。超音波伝搬媒体19である液体としては、上記第1実施例と同様に、例えば水と脂肪族系有機物を混合した液体、そして、脂肪族系有機物として、例えば1-3ブタンジオール、エチレンリコール、ジェチレングリコール、ヘキシレングリコールなどのグリコール類などのいずれかを用いる。20はドップラ用振動子アレイ18の背面に設けられた背面負荷材、21はドップラ用振動子アレイ18に接続されたリード線である。

以上の構成において、以下、その動作について説明する。

音響レンズ14と筐体17の前面を被検体アに当接する。このとき、上記音響レンズ14と筐体17の前面が同一平面になつてるので、被検者に対して苦痛を与えることがなく、操作も容易となる。そして、各振動子アレイ12、18は超音波診断装置本体からケーブル、リード線16、21を介して送られたバルス、あるいはCW電圧が印加されることにより、超音波を発生し、被検体アに向けて送波する。超音波断層像用振動子アレイ

12側においては、そのある群を同時に駆動し、それらの群を少しずつ移動して走査するように制御する。このようにして駆動された振動子アレイ12から送られる超音波は、音響整合層13、音響レンズ14を通り被検体ア内に伝搬される。被検体ア内で反射された反射波は、音響レンズ14、音響整合層13を通り同じ振動子アレイ12により受放されて電気信号として取り出され、リード線16、ケーブルを介して超音波診断装置本体に送られ、表示装置に超音波断層像として表示される。一方、ドップラ用振動子アレイ18からの超音波は、超音波伝搬媒体19、ケース17の前面を通り被検体ア内に伝搬される。被検体ア内で反射された反射波は、ケース17の前面、超音波伝搬媒体19を通りドップラ用振動子アレイ18により受波されて電気信号として取り出され、リード線21、ケーブルを介して超音波診断装置本体に送られ、血液による超音波ドップラ信号の抽出が行われる。

ドップラ用振動子アレイ18をバルスドップラ

として使用する場合には、ドップラゲート位置は血管などのドップラ信号源から反射して戻ってきた信号に、時間軸上で正しくゲートをかけるのと同時に、断層像上のカーソル位置をサンプリングしている部位に正しく表示しなければならない。すなわち、ドップラ用振動子アレイ18からある角度で正確に被検体アに超音波ビームを放射しなければならないことになる。したがって、上記第1の実施例で説明したように、温度変化により、超音波伝搬媒体19の音速の変化を小さく、すなわち音速の温度係数を小さくすることが必要となってくる。

次に上記第2の実施例における超音波伝搬媒体19の音速の変化による影響について説明する。

第7図に示すように、ドップラ用振動子アレイ18として、ある角度 θ_1 で超音波ビームBを放射し、超音波伝搬媒体19を伝搬し、ケース17を介して被検体アに入射してある深さPの血管内の血流速を測定する場合、上記(1)、(2)、(3)式は、(4)、(5)、(6)式のようになる。

$$\theta_2 = \sin^{-1} \left(C_2 \cdot \sin \theta_1 / C_1 \right) \\ \theta_3 = \sin^{-1} \left(C_3 \cdot \sin \theta_2 / C_2 \right) \quad \cdots (4)$$

$$C = D - (A \cdot \tan \theta_1 + B \cdot \tan \theta_2) / \tan \theta_3 \quad \cdots (5)$$

$$D = A \cdot \tan \theta_1 + B \cdot \tan \theta_2 + C \cdot \tan \theta_3 \quad \cdots (6)$$

CおよびDの変化 ΔC および ΔD は、ゲート位置とカーソル位置のズレとみることができ、このズレは一般的には1mm以内とされている。このことは、 ΔC 、 ΔD は1mm以内に抑える必要があることを意味している。したがって、20~40℃範囲が変化する環境条件下においても、この誤差内に抑えることが必要となってくる。例えば、A=6mm、ケース17の材料にTPX(20℃での音速は2126m/secで、温度係数は約-5m/sec/℃)を使用し、厚さBが1mm、D=25mmとし、超音波伝搬媒体19に従来のシリコーンオイル(例えば、ダウコーニング社のDC-703、20℃の音速は1276m/sec、温度係数は-3m/sec/℃)と、本発明実施例における一例である水と1~3ブタンジオール22重量%混合液を使用した場合、20~40℃の温度変化に対する ΔC

の値は、シリコーンオイルでは、1.77mm、1~3ブタンジオール22重量%混合水溶液では0.09mmとなる。これらの値から明らかのように、本発明実施例で使用する超音波伝搬媒体19は、従来のシリコーンオイルと比較すると、約20分の1の変化という小さい値となり、ほとんど超音波ビームBの方向のズレがないものとなる。したがって、ゲート位置とカーソル位置が一致し、正確な位置からドップラ信号を抽出することができる。

第8図は上記条件において、超音波伝搬媒体19の音速の温度係数 $\Delta v/\Delta T$ (20~40℃)と ΔC の関係を表した図であり、 ΔC を1mm以内の誤差にしようすれば、音速の温度係数 $\Delta v/\Delta T$ は、-2.3m/sec/℃~+1.3m/sec/℃の範囲内の特性を有する超音波伝搬媒体19の材料が必要であることが明らかである。この超音波伝搬媒体19としては、上記第1の実施例と同様に水と水以外の水溶性物質を混合した液体、例えば第6図に示した液体が良好であり、例えば、水と1~3ブタンジオールの混合液では11~60重量%の範

団内、また、水とエチレングリコールの混合液では12～60重量%の範囲内、また、水とヘキシレンギリコールの混合液では8～41重量%の範囲内の液体を使用すれば、△Dを1mm以内の精度に抑えることができる。なお、これらの混合した液体の音響インピーダンスは1.64～1.66MBaylsの範囲内にあり、被検体アの音響インピーダンスと近い値になっており、超音波伝播媒体19内で多重反射は小さい。

したがって、ドップラ用振動子アレイ18から放射される超音波ビームBは温度が変化しても、正確な角度θ₂を保持して被検体アに入射させることができるために、正確な位置から精度の高いドップラ信号を抽出することができる。

次に、本発明の第3の実施例について説明する。第9図は本発明の第3実施例における超音波探触子を示す断面図である。第9図より明らかのように、本実施例にあっては、超音波伝播媒体19を超音波断層像用振動子アレイ12個とドップラ用振動子アレイ18個の前面、すなわち音響レンズ

整合層13、音響レンズ14などの若干の音響的な不整合、あるいは残響などによる雜音が10mm付近まで残り、振放子近くの断層像が不鮮明になるという課題については、超音波伝播媒体19によりほとんど解消することができ、被検体ア表面付近にある血管の超音波断層像を鮮明に映し出すと共に、その血管中の血流による超音波ドップラ信号を良好なS/Nで抽出することができる。

本実施例によれば、超音波断層像用振動子アレイ12の送受波間に超音波伝播媒体19を設けているため、被検体アの表面近くにある血管中の血流によるドップラ信号を正確な位置から精度良く抽出することは勿論のこと、断層像を鮮明に映し出すことができる。したがって、被検体アの表面近くにある頸動脈の検査および診断に有効である。

なお、上記第2、3の実施例では、超音波断層像用振動子12は直線状にアレイを配列したいわゆるリニアアレイ型に構成しているが、この外、振動子アレイを凸面状に配列したコンベックス型、

ズ14と22の前面に跨るように連続して高分子膜からなる袋体23、若しくはTPXなどからなる袋体内に封入して設けたものであり、その他の構成は、第6図に示す上記第2の実施例と同様であるので、その説明を省略する。

本実施例において、例えば第8図に示すような音響インピーダンスが被検体アに近く、音速の温度係数が小さい値を有する水と脂肪族系有機物の混合液（例えば水と1-3ブタンジオール22重量%の混合液）からなる超音波伝播媒体19を振動子アレイ18面から10mm程度の距離を有するようTPX、ポリエチレンなどの硬いプラスチックの袋体、あるいは薄い高分子膜などの袋体23の中に封入すると、被検体アの表面から数十二付近までの範囲での血管中の血流による超音波ドップラ信号を確実に抽出することができる。特に、被検体アの表面から10～20mm付近にある頸動脈の血流の超音波ドップラの信号を精度良く、かつ確実に抽出することができる。

一方、超音波断層像用振動子アレイ12の音響

凹面状に配列したコンケープ型、電子セクタ型、あるいはメカニカルセクタ型に構成しても同様の効果が得られることは明らかである。また、上記第2、第3の実施例では、ドップラ用振動子18をコンベックス型に構成しているが、この外、コンケープ型、電子セクタ型、あるいは1個ないし複数個の板状に構成しても同様の効果が得られるることは明らかである。

発明の効果

以上述べたように本発明によれば、超音波送受波部と被検体との間に設けた超音波伝播媒体に音響インピーダンスが被検体（生体）に近い値を有し、かつ音速の温度係数が小さい値を有する液体、例えば従来のシリコーンゴム、シリコーンオイルおよび水などよりきわめて音速の温度係数が小さい特性を有する水と水以外の水溶性物質の混合した液体を用いているので、温度変化しても、超音波ビームの放射方向が変化するのを防止することができ、したがって、超音波断層像用超音波送受波部においては、超音波断層像に歪みがなくなり、

精度の高い超音波断層像の表示を得ることができると共に、断層像内で正確な計測を行うことができる。また、ドップラ用超音波送受波部においては、断層像内の正確な位置からS/Nの高いドップラ信号を抽出することができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の第1の実施例における超音波探触子を示す断面図、第2図は水と1-3ブタンジオールの混合比を変えたときの温度による音速の変化を示す図、第3図は水と1-3ブタンジオールの混合比と音速の温度係数の関係を示す図、第4図は音速の変化に対する超音波ビームの進行方向の変化説明図、第5図は水とエチレングリコール、ジエチレングリコール、ヘキシレングリコールの混合比率と音速の温度係数との関係を示す図、第6図は本発明の第2の実施例における超音波探触子を示す断面図、第7図は音速の変化に対する超音波ビームの進行方向の変化説明図、第8図は超音波伝搬媒体の音速の温度係数と被検体の深さの変化を示す図、第9図は本発明の第3の実

施例における超音波探触子を示す断面図、第10図および第11図はそれぞれ従来の超音波探触子を示す断面図である。

1…振動子アレイ、2…音響整合層、3…音響レンズ、4…超音波伝搬媒体、5…高分子膜の袋体、7…被検体、8…超音波ビーム、11…鏡体、12…超音波断層像用振動子アレイ、13…音響整合層、14…音響レンズ、15…背面負荷材、17…鏡体、18…ドップラ用振動子、19…超音波伝搬媒体、20…背面負荷材、22…音響レンズ、23…高分子膜の袋体。

代理人の氏名 弁理士 萩野重季 ほか1名

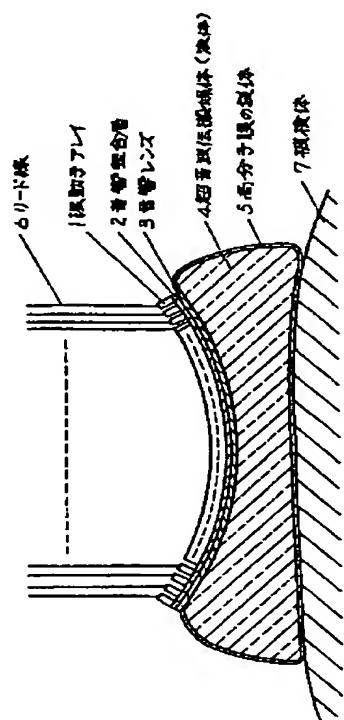
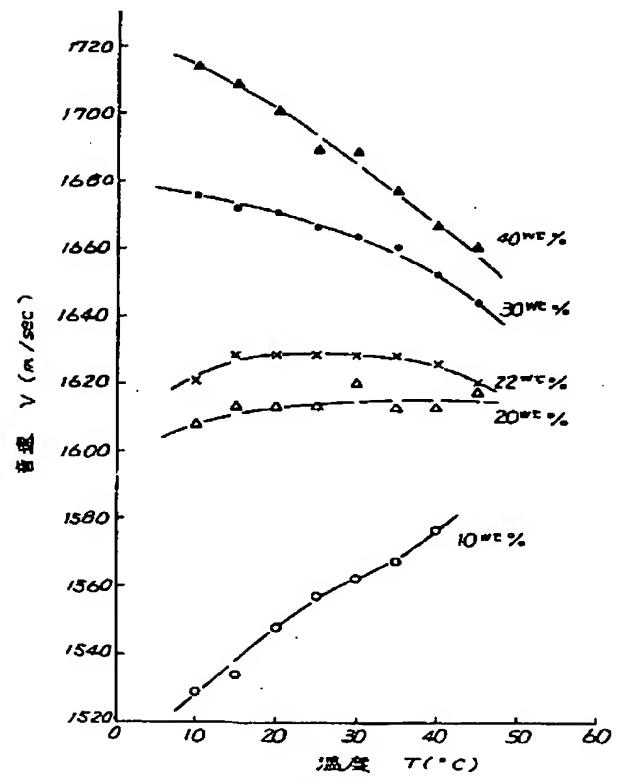
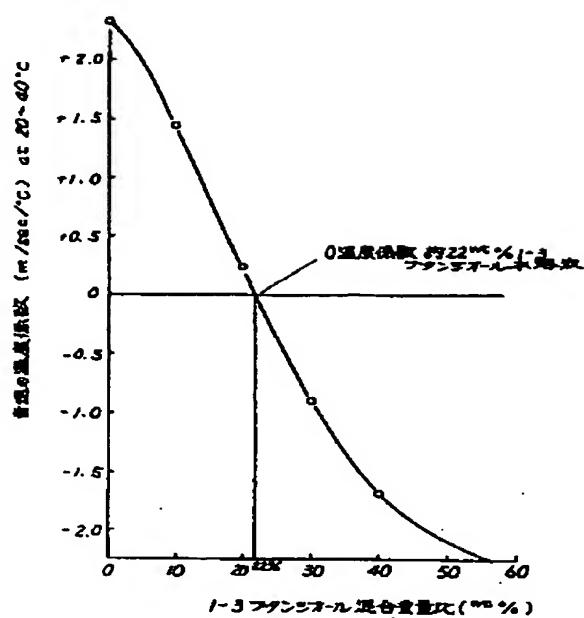


図
1

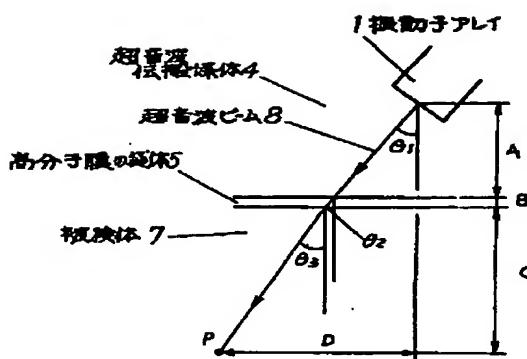
図 2 図



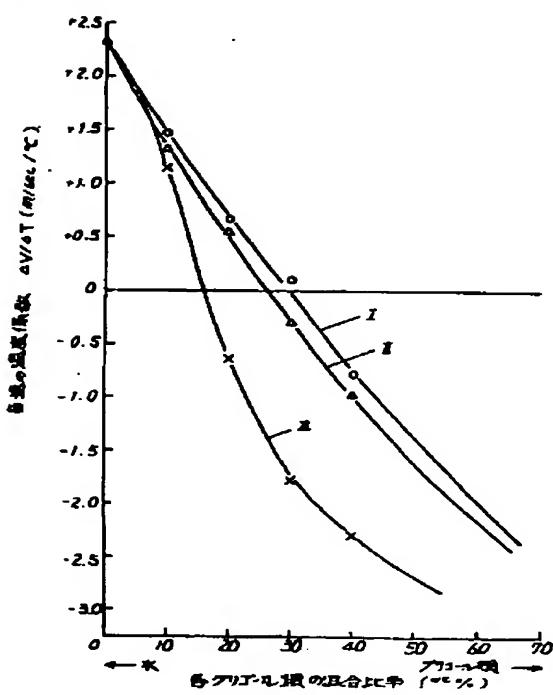
卷 3



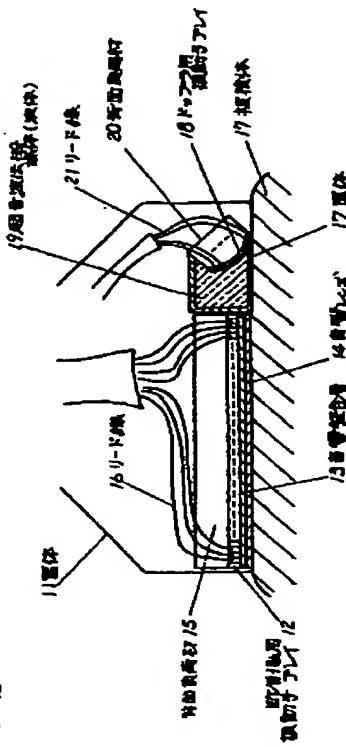
第4回



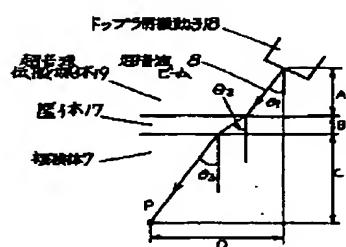
第 5 頁



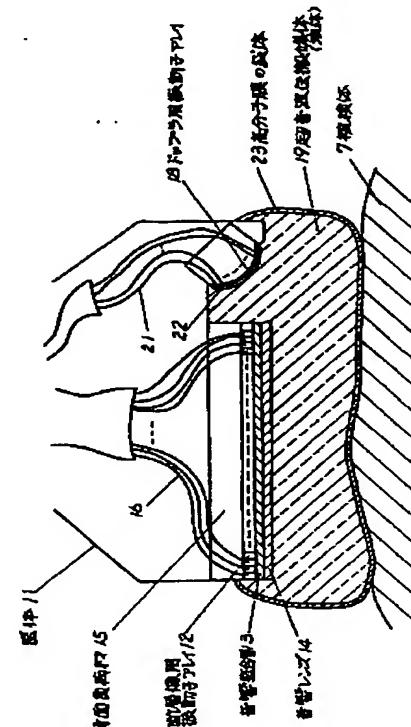
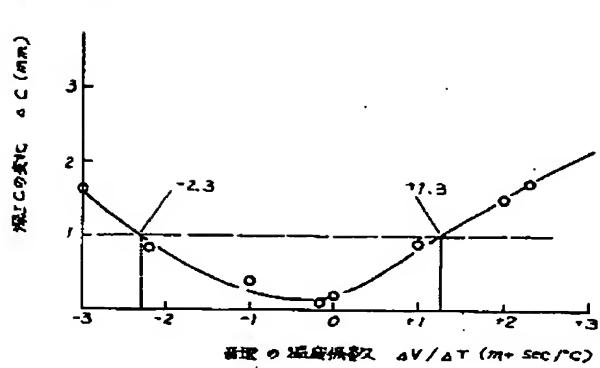
四



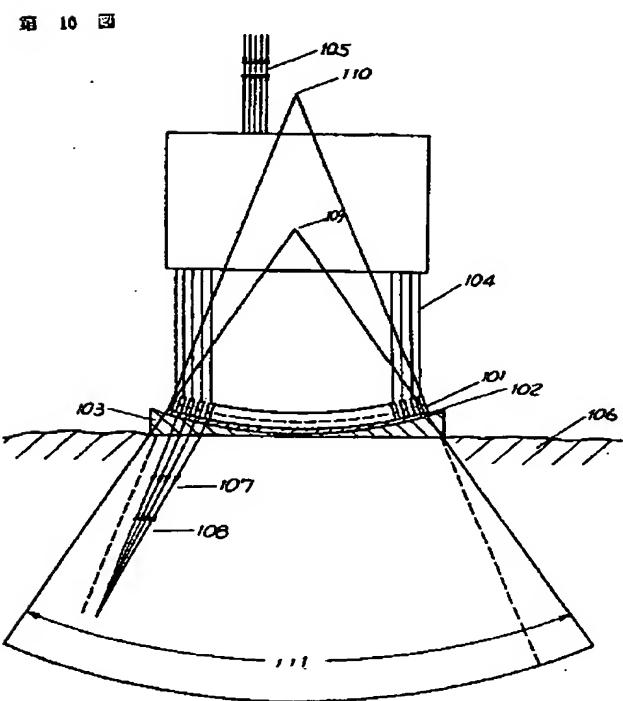
第 7 図



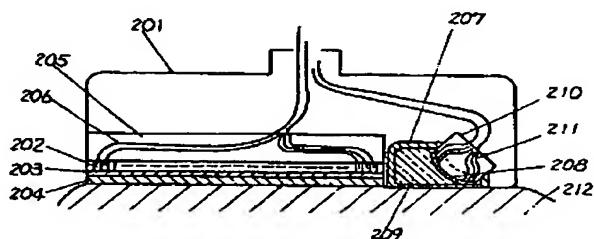
第 8 図



第 9 図



第 10 図



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.